

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Application No.: Unknown Group Art Unit: Unknown
Filing Date: October 17, 2003 Examiner: Unknown
Applicants: Herbert BRUDER et al. Conf. No.: Unknown
Title: IMAGING METHOD FOR A MULTI-SLICE SPIRAL CT SCAN,
AND A COMPUTER TOMOGRAPHY UNIT FOR CARRYING
OUT THIS METHOD

PRIORITY LETTER

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

October 17, 2003

Dear Sirs:

Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

<u>Application No.</u>	<u>Date Filed</u>	<u>Country</u>
10248766.9	10/18/2002	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNES, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By 
Donald J. Daley, Reg. No. 34,313

P.O. Box 8910
Reston, Virginia 20195
(703) 668-8000

DJD:bmd

Enclosure



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 48 766.9

Anmeldetag: 18. Oktober 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur Bilderstellung für einen
mehrzeiligen Spiral-Computertomographen
und Computer-Tomographie-Gerät zur
Durchführung dieses Verfahrens

IPC: G 06 T, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 31. Juli 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Stech

Beschreibung

Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-
Computertomographen und Computer-Tomographie-Gerät zur Durch-
5 führung dieses Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilderstellung für
einen mehrzeiligen Spiral-Computertomographen, wobei ein Un-
tersuchungsobjekt durch ein rotierendes und sich in Richtung
10 der Rotationsachse bewegendes Strahlenbündel bezüglich seines
Absorptionsverhaltens abgetastet wird und die gemessenen Ab-
sorptionsdaten gesammelt werden. Zur Rekonstruktion eines Vo-
lumenbildes aus den gemessenen Daten werden diese gefiltert
und die gefilterten Daten anschließend zur Erzeugung eines
15 Volumenbildes des Untersuchungsobjekts dreidimensional rück-
projiziert, wobei das Volumenbild aus den Daten gewonnene Ab-
sorptionswerte der zu dem Volumen des Untersuchungsobjekts
gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels reprä-
sentiert. Außerdem betrifft die Erfindung ein CT-Gerät zur
20 Durchführung dieses Verfahrens mit entsprechenden Mitteln zur
Bilderstellung.

Es ist bekannt, in der Computertomographie Mehrzeilendetekto-
ren und Strahlenbündel mit Kegelstrahl-Geometrie zur Abtas-
5 tung von Untersuchungsobjekten, insbesondere von Patienten,
zu verwenden. Zur Rekonstruktion eines Volumenbildes, beste-
hend aus einer Vielzahl von kleinen Volumenelementen
(=Voxel), muss die Kegelstrahl-Geometrie in der nun dreidi-
mensionalen Bildrekonstruktion berücksichtigt werden.

30 Solche Rekonstruktionsalgorithmen zur Mehrzeilen-Spiral-CT
können in die zwei Klassen der approximativen Algorithmen und
der exakten Verfahren gegliedert werden. Bezüglich der appro-
ximativen Algorithmen wird auf die Schriften :

- 35 - M. Kachelrieß, S. Schaller, and W. A. Kalender, "Ad-
vanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT",
Med. Phys. 27 (2000) 754-772

- S. Schaller, K. Stierstorfer, H. Bruder, M. Kachelrieß, and T. Flohr, "Novel approximate approach for high-quality image reconstruction in helical cone beam CT at arbitrary pitch", Proceedings SPIE **4322** (2001) 113-127
- 5 - K. Stierstorfer, T. Flohr, H. Bruder, "*Segmented Multiple Plane Reconstruction - A Novel Approximate Reconstruction Scheme for Multislice Spiral CT*", Proceedings of Intern. Meeting on Fully 3-D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Pacific Grove, CA, USA, 10/30-11/2/2001, pp. 95-97

verwiesen. Eine Übersicht der exakten Verfahren ist in der Schrift K. Sourbelle, H. Kudo, G. Lauritsch, K. C. Tam, M. Defrise, and F. Noo, "*Performance Evaluation of Exact Cone-Beam Algorithms for the Long-Object Problem in Spiral Com-*
15 *puted Tomography*", Proceedings of Intern. Meeting on Fully 3-D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Pacific Grove, CA, USA, 10/30-11/2/2001, pp. 153-156, aufgeführt.

20 Approximative Verfahren zeichnen sich durch ein hohes Maß an Praktikabilität und Flexibilität aus. Allerdings wird der Neigungswinkel der Messstrahlen zur Rotationsachse (Kegelwinkel) nur näherungsweise berücksichtigt, weshalb der Approximationsfehler mit dem Kegelwinkel wächst. Insgesamt lässt
5 sich sagen, dass jedes approximative Verfahren ab einer gewissen Anzahl von Detektorzeilen Bildartefakte verursachen wird und damit zu unbefriedigenden Bildergebnissen führt. Die exakten Verfahren berücksichtigen die kegelstrahlartige Aufnahmegeometrie fehlerfrei sowohl im Filterschritt als auch
30 in der 3D Rückprojektion. Sie erzielen gute Bildergebnisse, die unabhängig von dem auftretenden Kegelwinkel sind. Nachteilig ist jedoch, dass sie extrem aufwendig und sehr unflexibel in der Anwendung sind.

35 Die Aufgabe der Erfindung liegt darin, ein Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-Computertomographen zu finden, welches einerseits die guten Eigenschaften der ex-

akten Verfahren bezüglich der Bildqualität beibehält, andererseits jedoch durch Näherungen den Berechnungsaufwand zu verringern und möglichst auch die Flexibilität der Berechnung zu erhöhen.

5

Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

10 Exakte Verfahren können als Algorithmus vom Typ gefilterte Rückprojektion (FBP) formuliert werden. Beispiele hierfür sind in den Schriften:

- H. Kudo, F. Noo, and M. Defrise, "Quasi-Exact Filtered Backprojection Algorithm for Long-Object Problem in Helical Cone-Beam Tomography", IEEE Transactions on Medical Imaging 19 (2000) 902-921;
- K.C. Tam, "Exact local regions-of-interest reconstruction in spiral cone-beam filtered-backprojection CT: theory", Proceedings of the SPIE 3979 (2000), 506-519;
- 20 - G. Lauritsch, K.C. Tam, K. Sourbelle, and S. Schaller, "Exact local regions-of-interest reconstruction in spiral cone-beam filtered-backprojection CT: numerical implementation and first image results", Proceedings of the SPIE 3979 (2000), 520-532;

5

dargestellt.

Bei diesen exakten Verfahren wird ein Detektorbild X durch eine Filteroperation in ein gefiltertes Detektorbild Y überführt und anschließend mittels 3D Rückprojektion das gefilterte Detektorbild Y in ein Volumenbild übertragen.

30

Im folgenden wird ohne Beschränkung der Allgemeinheit der Fall eines planaren Detektors beschrieben, der von einem Koordinatensystem (u,v) aufgespannt wird. Die v-Achse sei parallel zur Drehachse einer Spiralbahn, auf der sich die Strahlenquelle und der Detektor bewegen, und die u-Achse

35

senkrecht zur dieser Drehachse. Der Filterschritt besteht dann aus

$$Y = -D_{\vec{t}} \int_{\eta-\pi/2}^{\eta+\pi/2} d\theta B(\theta) P(\theta) M D_{\vec{r}(\theta)} X + Bt \quad (1)$$

mit

- 5 $D_{\vec{e}}$ als partielle Ableitung in Richtung des Vektors \vec{e} ,
 \vec{t} als Projektion der Spiraltangente auf den Detektor,
 η als Winkel des Vektors \vec{t} mit der u-Achse des Detektorkoordinatensystems,
 10 $P(\theta)$, $B(\theta)$ als Projektion und Rückprojektion auf dem Detektor entlang Geraden mit
 $\vec{r}(\theta)$ als Normalenvektor,
 θ als der Winkel des Normalenvektors $\vec{r}(\theta)$ mit der
 15 u-Achse des Detektorkoordinatensystems,
 M als Maskierungsoperation und
 V als ein Paar von Maskierungslinien, so dass in der Maskierungsoperation Detektorpixel, die nicht zwischen den Maskierungslinien V liegen, zu Null
 20 gesetzt werden, und
 Bt als Grenzterm (boundary term).

Die Maskierungslinien V ergeben sich aus der Kegelstrahlprojektion der Spiralbahnsegmente, die einen Vollumlauf vor und nach der aktuellen Fokusposition liegen. Die Maskierungslinie V_{oben} aus der Projektion des Spiralsegmentes oberhalb der aktuellen Fokusposition schreibt sich in der Form der v-Detektorkoordinate als Funktion der u-Detektorkoordinate als

$$V_{oben}(u) = \frac{\delta}{2\rho} \cdot h \cdot \left(1 + \frac{u^2}{\delta^2}\right) \cdot \left(\frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctan \frac{u}{\delta}\right) \quad (2)$$

30 mit

- δ als Abstand Fokus zu Detektor,
 ρ dem Fokusbahnradius,
 h dem Liegenvorschub pro Spiralumdrehung.

Die Maskierungslinie V_{unten} aus der Projektion des Spiralsegmentes unterhalb der aktuellen Fokusposition ergibt sich aus der Punktspiegelung von V_{oben} am Detektorkoordinatenursprung $V_{\text{unten}}(u) = -V_{\text{oben}}(-u)$. (3)

5 Der Grenzterm Bt ist gegeben durch

$$Bt = D_{\vec{i}} \int_{\eta-\pi/2}^{\eta+\pi/2} d\theta B(\theta) \int_{-\infty}^{+\infty} ds(\theta) (D_{\vec{s}(\theta)} M) s(\theta) X \quad (4)$$

mit dem Vektor $\vec{s}(\theta)$ senkrecht zu dem Normalenvektor $\vec{r}(\theta)$ der Projektionsgeraden, $s(\theta)$ der Koordinatenwert des gedrehten Detektorkoordinatensystems $(r, s)(\theta)$ aufgespannt von den Vektoren $\vec{r}(\theta)$ und $\vec{s}(\theta)$. 10

Unter Ausnutzung der Produktregel für Ableitungen $D_{\vec{r}(\theta)}(MX) = M D_{\vec{r}(\theta)}(X) + D_{\vec{r}(\theta)}(M)X$ (5)

und der Identität

$$15 \quad R_{\vec{i}} = -D_{\vec{i}} \int_{\eta-\pi/2}^{\eta+\pi/2} d\theta B(\theta) P(\theta) D_{\vec{r}(\theta)} \quad (6)$$

mit $R_{\vec{i}}$ als Rampenfilter in Richtung \vec{i} der Projektion der Spiraltangente wird die Gleichung (1) zu

$$Y = R_{\vec{i}} M X + Bt + C \quad (7)$$

mit Korrekturterm C als

$$20 \quad C = D_{\vec{i}} \int_{\eta-\pi/2}^{\eta+\pi/2} d\theta B(\theta) P(\theta) (D_{\vec{r}(\theta)} M) X. \quad (8)$$

Betrachtet man die Terme der Gleichung (7), so ergibt sich folgendes Bild:

- Der Term $R_{\vec{i}} M X$ ist schnell und einfach mit Hilfe bekannter Faltungsverfahren zu berechnen. Er ist in axialer Richtung lokal begrenzt.
- Der Grenzterm Bt ist einfach zu berechnen. Er hat in axialer Richtung unendliche Ausdehnung, so dass das gefilterte Detektorbild Y in solch einer axialen Ausdehnung berechnet werden muss, dass die Kegelstrahlprojektion des Volumenbildes vollständig darin enthalten ist. Dies führt zu einem erhöhten Aufwand in der 3D-Rückprojektion. Zudem werden dadurch Objektpunkte des Volumenbildes künstlich korreliert, was zu dem bekannten "Long Object Problem" führt.

- Der Korrekturterm C ist numerisch sensitiv und somit aufwendig zu berechnen. Hier wird ein Oversampling benötigt, was die Rechenzeit in die Höhe treibt. Der Korrekturterm hat in axialer Richtung unendliche Ausdehnung. Die Konsequenzen wurden bereits oben beim Grenzterm Bt diskutiert.

Die Erfinder haben nun erkannt, dass es zu einer wesentlichen Verbesserung der Praktikabilität des oben beschriebenen exakten Verfahrens führt, wenn der Grenzterm Bt und der Korrekturterm C vereinfacht werden kann. Insbesondere kann in axialer Richtung die unendliche Ausdehnung vermieden werden.

Durch einen glücklichen Griff der Erfinder hat sich gezeigt, dass der Term $2 \cdot (Bt + C)$ näherungsweise einem Term entspricht, der wechselweise die Maskierung M und Filterung R_r auf das Detektorbild X anwendet und anschließend die Differenz bildet. Es gilt also:

$$Bt + C \approx \frac{1}{2} (MR_r - R_r M) X. \quad (9)$$

Setzt man Gleichung (9) in Gleichung (7) ein, so erhält man die einfache Filtervorschrift

$$Y = \frac{1}{2} (R_r M + MR_r) X. \quad (10)$$

Durch die Anwendung dieser Filtervorschrift lassen sich die folgenden Vorteile erreichen:

- Die beiden Terme von Gleichung (10) sind einfach und schnell mittels Faltungsverfahren zu berechnen.
- Das gefilterte Detektorbild Y ist in axialer Richtung lokal begrenzt. Neben den Rechenzeiteinsparungen in der 3D Rückprojektion umgeht man damit auch das "Long Object Problem".
- Die Approximation liefert bis zu relativ hohen Kegelwinkeln, entsprechend einer großen Anzahl an Detektorzeilen, gute Bildqualität.
- Die Ausnutzung von Datenredundanzen bei reduzierten, diskreten Werten des Liegenvorschubs ist wesentlich einfacher als bei exakten Algorithmen. Die Approximation macht, wie

später erläutert wird, eine unterschiedliche Gewichtung mancher Beiträge unnötig.

5 Zur Durchführung des Verfahrens sollte beachtet werden, dass die Anwendung des Rampenfilters R_i auf ein maskiertes Detektorbild MX eine Glättung des Übergangs vom Innenbereich der Maske mit Wert 1 zum Außenbereich mit Wert 0 verlangt, da der Rampenfilter an unstetigen Stellen Bildartefakte generiert. Zur Vermeidung dieser Bildartefakte sollte die geglättete
 10 Maske in Richtung \vec{i} des Rampenfilters zumindest weder Unstetigkeiten in der Maske selbst, noch in der ersten, partiellen Ableitung aufweisen. Vorteilhaft kann für einen glatten Übergang eine \sin^2 -Funktion verwendet werden, wobei darauf hinzuweisen ist, dass auch andere ähnliche Glättungsfunktionen
 15 verwendet werden können.

In medizinischen Anwendungen ist es manchmal vorteilhaft, den Liegenvorschub zu reduzieren. Aus der Messung und Verrechnung redundanter Daten soll bei reduziertem Liegenvorschub das
 20 Signal-zu-Rauschen Verhältnis vergrößert werden. Weder der exakte Algorithmus nach Gleichung (7) noch die Näherung nach Gleichung (10) bieten unmittelbar die Möglichkeit der Ausnutzung von Datenredundanzen, da die genutzte Detektorfläche bei reduziertem Liegenvorschub gemäß der Maskierung nach Gleichung (2) und (3) zusammenschrumpfen würde.
 25

Für bestimmte diskrete Werte des Liegenvorschubs können bei exakten Berechnungsverfahren Datenredundanzen genutzt werden. Wird der maximale Liegenvorschub h_{\max} als der Liegenvorschub
 30 definiert, bei dem die durch die Maskierung M ausgezeichnete Fläche noch von dem Detektor abgedeckt wird, so können bei diskreten Liegenvorschubwerten h_k ,

$$h_k = \frac{h_{\max}}{2k+1}, \text{ mit natürlicher Zahl } k \geq 0 \quad (11)$$

die vorhandenen Datenredundanzen genutzt werden. Dazu wird
 35 der maskierte Bereich erweitert. Die Maske M_k wird definiert durch die Kegelstrahlprojektion der Spiralbahnsegmente der $(k+1)$ -ten Umläufe vor und nach der aktuellen Fokusposition.

Die Maskierungslinie $V_{k,oben}$ des Spiralbahnsegmentes oberhalb der aktuellen Fokusposition ist gegeben durch

$$V_{k,oben}(u) = \frac{\delta}{2\rho} \cdot h_k \cdot \left(1 + \frac{u^2}{\delta^2}\right) \cdot \left(k + \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctan \frac{u}{\delta}\right). \quad (12)$$

Für die Maskierungslinie $V_{k,unten}$ gilt die Symmetrierelation von Gleichung (3). Gleichung (11) in Gleichung (12) ergibt

$$V_{k,oben}(u) = \frac{\delta}{2\rho} \cdot h_{max} \cdot \left(1 + \frac{u^2}{\delta^2}\right) \cdot \left(\frac{1}{2} - \frac{1}{2k+1} \cdot \frac{1}{\pi} \arctan \frac{u}{\delta}\right). \quad (13)$$

Die Maske M_k ist immer vollständig von jener rechteckigen Detektorfläche abgedeckt, die auch die Maske $M=M_0$ des maximalen Liegenvorschubes vollständig beinhaltet. Betrachtet man das Volumen, das von der 3D-Rückprojektion solcherart maskierter Detektorbilder überdeckt wird, so sieht man, dass das Volumenbild näherungsweise $(2k+1)$ -mal überdeckt wird. Die Filtervorschrift von Gleichung (10) wird auf einfache Weise geändert zu

$$Y = \frac{1}{2} \cdot \frac{1}{2k+1} (R_i M_k + M_k R_i) X. \quad (14)$$

Entsprechend dem oben ausführlich dargestellten Grundgedanken der Erfindung schlagen die Erfinder vor, das an sich bekannte Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-Computertomographen zu verbessern. Bekannt ist das Verfahren, soweit ein Untersuchungsobjekt durch ein rotierendes und sich in Richtung der Rotationsachse bewegendes Strahlenbündel bezüglich seines Absorptionsverhaltens abgetastet wird und die gemessenen Absorptionsdaten gesammelt werden, wobei zur Rekonstruktion eines Volumenbildes aus den gemessenen Daten diese gefiltert und die gefilterten Daten anschließend zur Erzeugung eines Volumenbildes des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert werden, wobei das Volumenbild aus den Daten gewonnene Absorptionswerte der zu dem Volumen des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert. Die erfindungsgemäße Verbesserung liegt nun darin, dass die Filterung durch mehrfache Anwendung eines Rampenfilters R_i und einer Maskierungsoperati-

on M auf ein Projektionsbild in unterschiedlicher Reihenfolge erfolgt.

Gemäß einer vorteilhaften Ausbildung des Verfahrens wird das
5 Rampenfilter R_i und die Maskierungsoperation M abwechselnd angewendet, wobei bevorzugt das gefilterte Detektorbild Y mit der Gleichung

$$Y = \frac{1}{2}(R_i M + M R_i) X$$

berechnet wird, worin

10 X das ungefilterte Detektorbild,
 R_i die Rampenfilterung in Richtung der Projektion der Spiraltangente und
 M die Maskierung darstellen.

15 Gemäß einer weiteren besonderen Ausführung des Verfahrens schlagen die Erfinder vor, dass ein Liegenvorschub h_k für die Relativbewegung von Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Rotationsachse des Fokus verwendet wird, dessen Wert der Bedingung

20
$$h_k = \frac{h_{\max}}{2k+1}$$

genügt, wobei k eine natürliche Zahl mit $k \geq 0$ ist und h_{\max} dem Liegenvorschub entspricht, bei dem eine durch die Maskierung ausgezeichnete Fläche gerade noch den Detektor abdeckt. Durch diese Bedingung kann bei einem linearen Liegenvorschub
25 mit den diskreten Werten h_k die Filterung mit der Vorschrift:

$$Y = \frac{1}{2} \cdot \frac{1}{2k+1} (R_i M_k + M_k R_i) X$$

durchgeführt werden, wobei k die Indexzahl aus dem Liegenvorschub h_k , Y das gefilterte Detektorbild, X das ungefilterte Detektorbild, R_i das Rampenfilter und M_k die Maskierung je-
30 weils bezogen auf die Indexzahl k des Liegenvorschubes h_k darstellen.

Weiterhin wird als besonders vorteilhafte Ausführung vorgeschlagen, eine Glättung bezüglich der Maskierung vorzunehmen.

35 Bevorzugt kann hier die Maskierungsoperation so gestaltet

werden, dass es im Übergangsbereich eine \sin^2 -Funktion entspricht. Auf jeden Fall muss für eine Glättung eine stetige Funktion verwendet werden. Die Glättung kann dabei eindimensional in eine Richtung oder zweimal hintereinander eindimensional in zwei Richtungen erfolgen, wobei diese Richtungen vorzugsweise senkrecht zueinander stehen. Eindimensionale Glättungen bergen dabei den Vorteil wenig rechenintensiv zu sein und damit schnell durchgeführt werden zu können. Alternativ kann auch eine zweidimensionale Glättung durchgeführt werden, die zwar bezüglich Rechenleistung aufwändiger ist, sich jedoch bei einem Durchgang um einiges effektiver gestaltet.

Neben dem oben geschilderten Verfahren schlagen die Erfinder auch ein CT-Gerät zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts vor, welches mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels ausgestattet ist, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt. Außerdem soll das CT-Gerät zumindest Mittel zur Sammlung von Detektordaten, Filterung und Rückprojektion aufweisen, wobei die Mittel zur Filterung derart gestaltet sind, dass das oben beschriebene Verfahren durchgeführt wird. Vorzugsweise werden die genannten Mittel zur Filterung zumindest teilweise durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden.

Im folgenden wird die Erfindung anhand eines/der bevorzugten Ausführungsbeispiele(s) mit Hilfe der Figuren/der Figur näher beschrieben. Es zeigen im einzelnen:

- Figur 1: Mehrzeilen-CT in perspektivischer Darstellung der Abtasteinheit und Peripheriegeräten;
Figur 2: Längsschnitt durch das Mehrzeilen-CT aus Figur 1;

- Figur 3: Darstellung der Aufnahmegeometrie eines Spiral-CT-Gerätes;
Figur 4: Veranschaulichung einer Maskierungsoperation;
Figur 5: Beispiel von ungefilterten und gefilterten Detektordaten anhand einer Computersimulation.

Die Figuren 1 und 2 zeigen eine teils perspektivische Darstellung eines zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeigneten Mehrzeilen-CT-Gerätes der dritten Generation. Die mit 1 bezeichnete Messanordnung (=Gantry) weist eine Röntgenstrahlenquelle 2 mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Strahlenblende 3 auf. Das flächig ausgebildete Array mit mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen bildet das Detektorsystem 5 und ist mit einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende 6 in der Figur 2 im Schnitt dargestellt. In der Figur 1 sind zur besseren Übersichtlichkeit nur acht Zeilen L_1 bis L_8 von Detektorelementen 4 dargestellt. Das Detektorsystem 5 kann jedoch auch eine andere, vorzugsweise größere Zeilenzahl aufweisen, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen. Ebenso ist auch eine andere flächige Anordnung der Detektoren möglich.

Die Röntgenstrahlenquelle 2 mit der Strahlenblende 3 einerseits und das Detektorsystem 5 mit der Strahlenblende 6 andererseits sind an einem Drehrahmen 7 einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts von der Röntgenstrahlenquelle 2 ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende 3 eingeblendetes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf das Detektorsystem 5 auftrifft. Dabei ist die Strahlenblende 6 dem mittels der Strahlenblende 3 eingestellten Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass entsprechend unterschiedlicher Betriebsmodi nur derjenige Bereich des Detektorsystems 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen wird. In den Figuren 1 und 2 werden nur acht Zeilen von Detektorelementen 4, verwendet, die weiteren punktiert angedeuteten Zei-

len sind von der Strahlenblende 6 abgedeckt und daher nicht aktiv.

Das Röntgenstrahlenbündel weist einen Conewinkel φ auf, bei dem es sich um den Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer die Systemachse Z und den Fokus F enthaltenden Ebene handelt. Der Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer rechtwinklig zu der Systemachse Z liegenden und den Fokus F enthaltenden Ebene (Fächeröffnungswinkel) beträgt $2\beta_{\max}$.

Der Drehrahmen 7 kann mittels einer Antriebseinrichtung 22 um eine mit Z bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z -Achse eines in der Figur 1 dargestellten und räumlich rechtwinkligen Koordinatensystems.

Die Spalten des Detektorsystems 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z -Achse, während die Zeilen quer zu der Systemachse Z verlaufen.

Um ein Untersuchungsobjekt, z.B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündels bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z , also in Richtung der z -Achse, verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens 7 und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung in dem Sinne vorliegt. Das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit ist einstellbar, indem ein gewünschter Wert für den Vorschub h der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umdrehung des Drehrahmens gewählt wird.

Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen werden kann, dass unter gleichzeitiger Rotation der Messeinheit 1 und

Translation der Lagerungsvorrichtung 9 mittels der Messeinheit pro Umlauf der Messeinheit 1 eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F der
5 Röntgenstrahlenquelle relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer Spiralbahn S um das Untersuchungsobjekt.

Während der Spiralabtastung werden aus den Detektorelementen jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 Messdaten parallel
10 ausgelesen, die einzelnen Projektionen in Kegelstrahlgeometrie entsprechen, in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen.

15 Nach einer Vorverarbeitung der Messdaten in einer Vorverarbeitungseinheit 12 des Bildrechners 11 gelangt der resultierende Datenstrom zu einer Volumenbildrekonstruktionseinheit 13, die aus den Messdaten Bilder des gewünschten Volumens des Untersuchungsobjekts durch die später beschriebene Rechenope-
20 ration rekonstruiert.

Die CT-Bilder setzen sich aus gitterartig zusammengesetzten Voxeln (Voxel= volume element) zusammen, wobei die Voxel dem jeweiligen Bildvolumen zugeordnet sind, jedem Voxel eine CT-Zahl in Hounsfield Units (HU) zugeordnet ist und die einzelnen Voxel entsprechend einer CT-Zahl/Grauwertskaala in einem ihrer jeweiligen CT-Zahl entsprechenden Grauwert dargestellt werden können. Das Bildvolumen kann auf unterschiedliche Weise visualisiert werden. In einer einfachen Form können beliebige Ebenen in beliebiger Orientierung als Schnittbilder dargestellt werden. Es gibt jedoch auch komplexere Verfahren, die das gesamte Volumen visualisieren. Beispielfhaft sei hier das Shaded Surface Display (SSD) und das Volume Rendering (VR) genannt. Das SSD berechnet zu einem einstellbaren
30 Schwellenwert eine Isofläche, bei der das Bildvolumen den Schwellenwert besitzt. Die Isofläche kann mit Methoden der Computergraphik auf einem Bildschirm dargestellt werden. Bei

dem VR werden jedem Voxel gemäß seinem Wert einstellbare optische Eigenschaften wie Opazität und Farbe zugeordnet. Mit Methoden der Computergraphik werden künstliche Ansichten auf das solchermaßen definierte Objekt berechnet.

5 Aus den von der Bildrekonstruktionseinheit 13 rekonstruierten Volumendaten werden von einer Visualisierungseinheit 15 Bilder berechnet und auf einer an den Bildrechner 11 angeschlossenen Anzeigeeinheit 16, z.B. einem Monitor, dargestellt.

10 Die Röntgenstrahlenquelle 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen, beispielsweise der Röhrenspannung U , versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit
15 18 mit Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was
20 dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

Unter anderem kann die Anzahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Strahlenblenden 3
25 und 6 eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit den Strahlenblenden 3 und 6 zugeordneten Verstelleinheiten 20 und 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit τ eingestellt werden, die der Drehrahmen 7 für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass die dem Dreh-
30 rahmen 7 zugeordnete Antriebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

In der Figur 3 ist die Aufnahmegeometrie des Spiral-CT-Gerätes aus den Figuren 1 und 2 schematisch dargestellt, wobei hier - sowie in der Figur 4 - der Einfachheit halber der
35 Detektor nur planar widergegeben ist. Die Strahlenquelle bewegt sich mit ihrem Fokus F entlang einer Spiralbahn S mit

der Steigung h , die dem Liegenvorschub entspricht, rotierend um ein lang gestrecktes Untersuchungsobjekt P und in Richtung Systemachse Z fort. Hierbei wird auf dem gegenüberliegenden Detektor D die Strahlenintensität der das Untersuchungsobjekt P durchdringenden Strahlen gemessen und gesammelt. Innerhalb des Untersuchungsobjektes P ist ein zu rekonstruierendes Volumen V_R eingebettet.

Zur Rekonstruktion eines Volumenbildes aus den gemessenen Daten müssen diese gefiltert und die gefilterten Daten anschließend zur Erzeugung eines Volumenbildes des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert werden, wobei dann das Volumenbild aus den Daten gewonnene Absorptionswerte der zu dem Volumen des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert.

Erfindungsgemäß kann die Filterung durch mehrfache Anwendung eines Rampenfilters R_r und einer Maskierungsoperation M auf ein Projektionsbild in unterschiedlicher Reihenfolge erfolgen.

Die Figur 4 veranschaulicht eine solche Maskierungsoperation über die Detektordaten. Hintergrund ist, dass bei der Messung nur bestimmte Daten des messenden Detektors D zur Rekonstruktion von Interesse sind und zusätzliche Informationen störend wirken würden. Die Daten über den Detektor D werden also derart durch eine Maskierungsoperation M maskiert, dass ausschließlich die innerhalb der Maskierungsgrenzlinien V_{oben} und V_{unten} liegenden Daten erhalten bleiben. Hierbei werden die obere und untere Grenze der Maskierung durch die Projektion der Spiralbahn S ausgehend vom Fokus F auf den Detektor gebildet. Zusätzlich werden die gemessenen Detektordaten auch noch einer zweidimensionalen Rampenfilterung in Richtung der auf den Detektor projizierten Spiraltangente t unterzogen.

Erfindungsgemäß wird dann vor der Rekonstruktion der Schnittbilder die Filterung der Detektordaten beispielsweise durch

die zweifache und umgekehrte Anwendung einer Rampenfilter- und Maskierungsoperation auf die ungefilterten Detektordaten durchgeführt. Eine Normierung entsprechend der Anzahl der Operationen ist selbstverständlich. Hierdurch ist eine sehr
5 einfache, jedoch der exakten rechnerischen Lösung sehr nahe kommende, Filtervorschrift gefunden.

Zur Veranschaulichung ist zusätzlich die erfindungsgemäße Filteroperation in der Figur 5 dargestellt. Diese zeigt links
10 zunächst ein ungefiltertes Detektorbild X , auf welches - mit Pfeil nach oben - die Maskierungsoperation M gefolgt vom Rampenfilter R_t angewendet wurde, wodurch sich das Detektorbild R_tMX ergibt. Mit Pfeil nach unten ist auch das Ergebnis der gleichen, jedoch in umgekehrter Reihenfolge ausgeführten
15 Operationen dargestellt, die das Detektorbild MR_tX ergeben. Anschließend werden beide Ergebnisse addiert und normiert, so dass sich als Endergebnis durch einfache Rechenoperationen das fertige, gefilterte Detektorbild Y ergibt.

20 Insgesamt wird also beim erfindungsgemäßen Verfahren die bekannte Filterung der Detektordaten bei an sich bekannten Rekonstruktionsverfahren von Volumenbildnern durch mehrfache Anwendung eines Rampenfilters R_t und einer Maskierungsoperation M auf ein Projektionsbild in unterschiedlicher Reihenfolge ersetzt und damit ein Verfahren zur Bilderstellung für
25 einen mehrzeiligen Spiral-Computertomographen offenbart, das einerseits die guten Eigenschaften der exakten Verfahren bezüglich der Bildqualität beibehält, andererseits jedoch durch die Verwendung einer Näherung den Berechnungsaufwand drastisch verringert und damit auch die Flexibilität der Berechnung erhöht.
30

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen
Spiral-Computertomographen, aufweisend die Verfahrensschritte:

1.1. ein Untersuchungsobjekt wird durch ein rotierendes und sich in Richtung der Rotationsachse bewegendes Strahlenbündel bezüglich seines Absorptionsverhaltens abgetastet und die gemessenen Absorptionsdaten werden gesammelt,

1.2. zur Rekonstruktion eines Volumenbildes aus den gemessenen Daten werden diese gefiltert und die gefilterten Daten anschließend zur Erzeugung eines Volumenbildes des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert, wobei das Volumenbild aus den Daten gewonnene Absorptionswerte der zu dem Volumen des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert,

dadurch gekennzeichnet, dass

1.3. die Filterung durch mehrfache Anwendung eines Rampenfilters R_i und einer Maskierungsoperation M auf ein Projektionsbild in unterschiedlicher Reihenfolge erfolgt.

2. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Rampenfilter R_i und die Maskierungsoperation M abwechselnd angewendet wird.

3. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterung mit der Vorschrift:

$$Y = \frac{1}{2}(R_i M + M R_i) X$$

durchgeführt wird, worin X das ungefilterte Detektorbild, R_i die Rampenfilterung in Richtung der Projektion der Spiraltangente und M die Maskierung darstellen.

4. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass ein Liegenvorschub h_k verwendet wird, dessen Wert der Bedingung

$$h_k = \frac{h_{\max}}{2k+1},$$

genügt, wobei k eine natürliche Zahl mit $k \geq 0$ ist und h_{\max} dem Liegenvorschub entspricht, bei dem eine durch die Maskierung ausgezeichnete Fläche gerade noch den Detektor abdeckt.

5. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterung mit der Vorschrift:

$$Y = \frac{1}{2} \cdot \frac{1}{2k+1} (R_i M_k + M_k R_i) X$$

- durchgeführt wird, mit k der Indexzahl aus dem Liegenvorschub h_k , Y dem gefilterten Detektorbild, X dem ungefilterten Detektorbild, R_i dem Rampenfilter und M_k der Maskierung.

6. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Maskierung zumindest in ihrem Übergangsbereich durch eine stetige Funktion geglättet wird.

7. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Glättung der ursprünglich unstetigen Maskierung eindimensional erfolgt.

8. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die eindimensionale Glättung mehrfach in unterschiedliche, vorzugsweise senkrecht zueinander verlaufende, Richtungen erfolgt.

9. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Glättung der

ursprünglich unstetigen Maskierung zweidimensional erfolgt.

10. CT-Gerät zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit
5 einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlen-
bündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorar-
ray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen
zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels, wobei
10 der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungs-
objekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt um-
laufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorar-
ray bewegt, wobei zumindest Mittel zur Sammlung von De-
tektordaten, Filterung und 3D Rückprojektion vorgesehen
sind und die Mittel zur Filterung derart gestaltet
15 sind, dass das Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1
bis 9 durchgeführt wird.

11. CT-Gerät gemäß Anspruch 10, dadurch gekenn-
zeichnet, dass die genannten Mittel zur Filterung
20 zumindest teilweise durch Programme oder Programm-
Module verwirklicht werden.

Zusammenfassung

Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-
Computertomographen und Computer-Tomographie-Gerät zur Durch-
5 führung dieses Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilderstellung für
einen mehrzeiligen Spiral-Computertomographen, wobei ein Un-
tersuchungsobjekt wird durch ein rotierendes und sich in
10 Richtung der Rotationsachse bewegendes Strahlenbündel bezüg-
lich seines Absorptionsverhaltens abgetastet und die gemesse-
nen Absorptionsdaten werden gesammelt, und zur Rekonstruktion
von Volumenbildern aus den gemessenen Daten werden diese ge-
filtert und die gefilterten Daten anschließend zur Erzeugung
15 wenigstens eines Volumenbildes des Untersuchungsobjekts drei-
dimensional rückprojiziert, wobei das Volumenbild aus den Da-
ten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Unter-
suchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strah-
lenbündels repräsentiert. Außerdem betrifft die Erfindung ein
20 CT-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens mit entsprechen-
den Mitteln zur Bilderstellung.

Beim erfindungsgemäßen Verfahren erfolgt die Filterung durch
mehrfache Anwendung eines Rampenfilters R_r und einer Maskie-
rungsoperation M auf ein Projektionsbild in unterschiedli-
5 cher Reihenfolge. Das erfindungsgemäße CT-Gerät weist Mittel
auf, die zur Filterung mehrfach einen Rampenfilter und eine
Maskierungsoperation auf ein Projektionsbild in unterschied-
licher Reihenfolge anwenden.

30

Figur 5

FIG 1

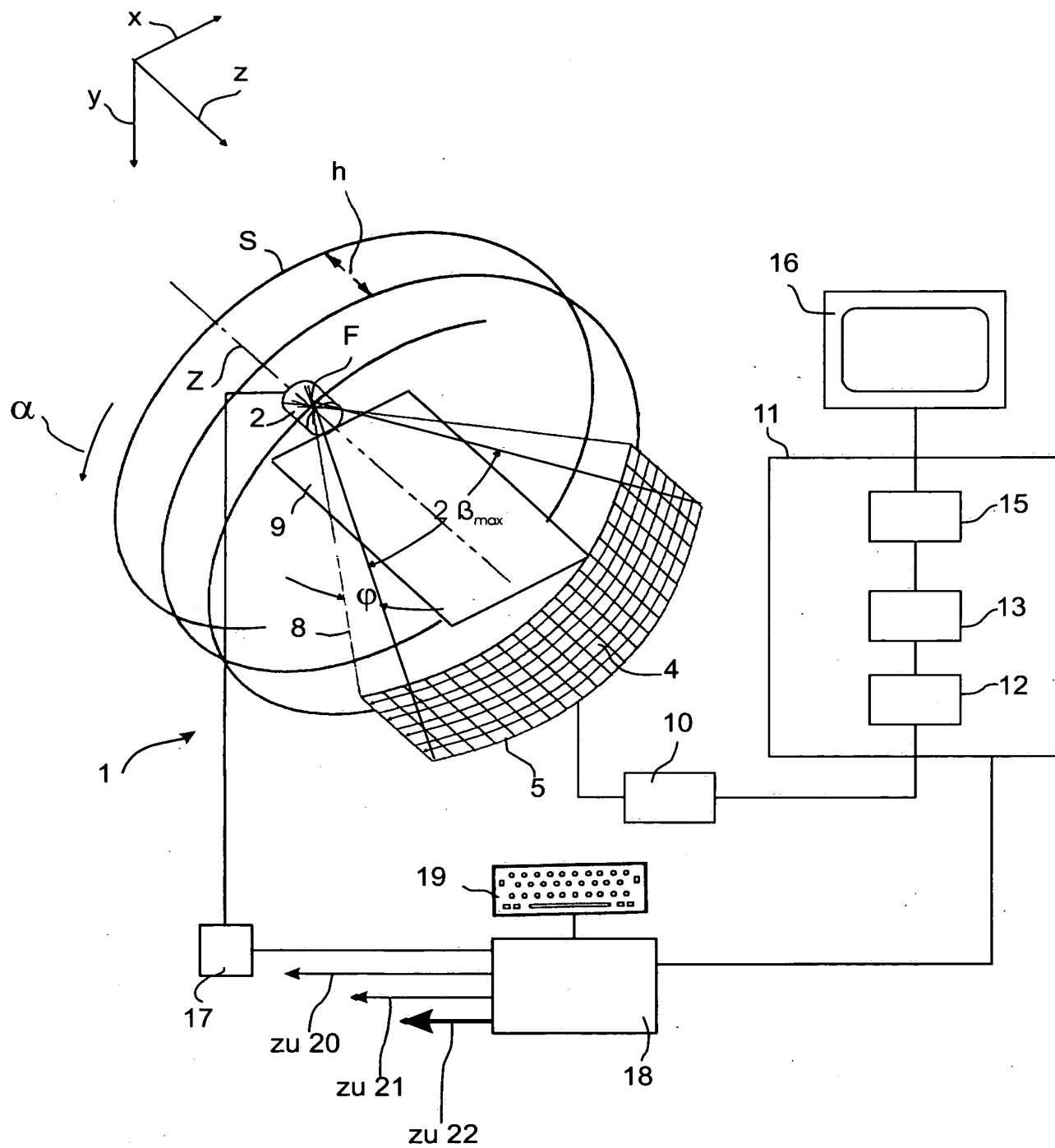
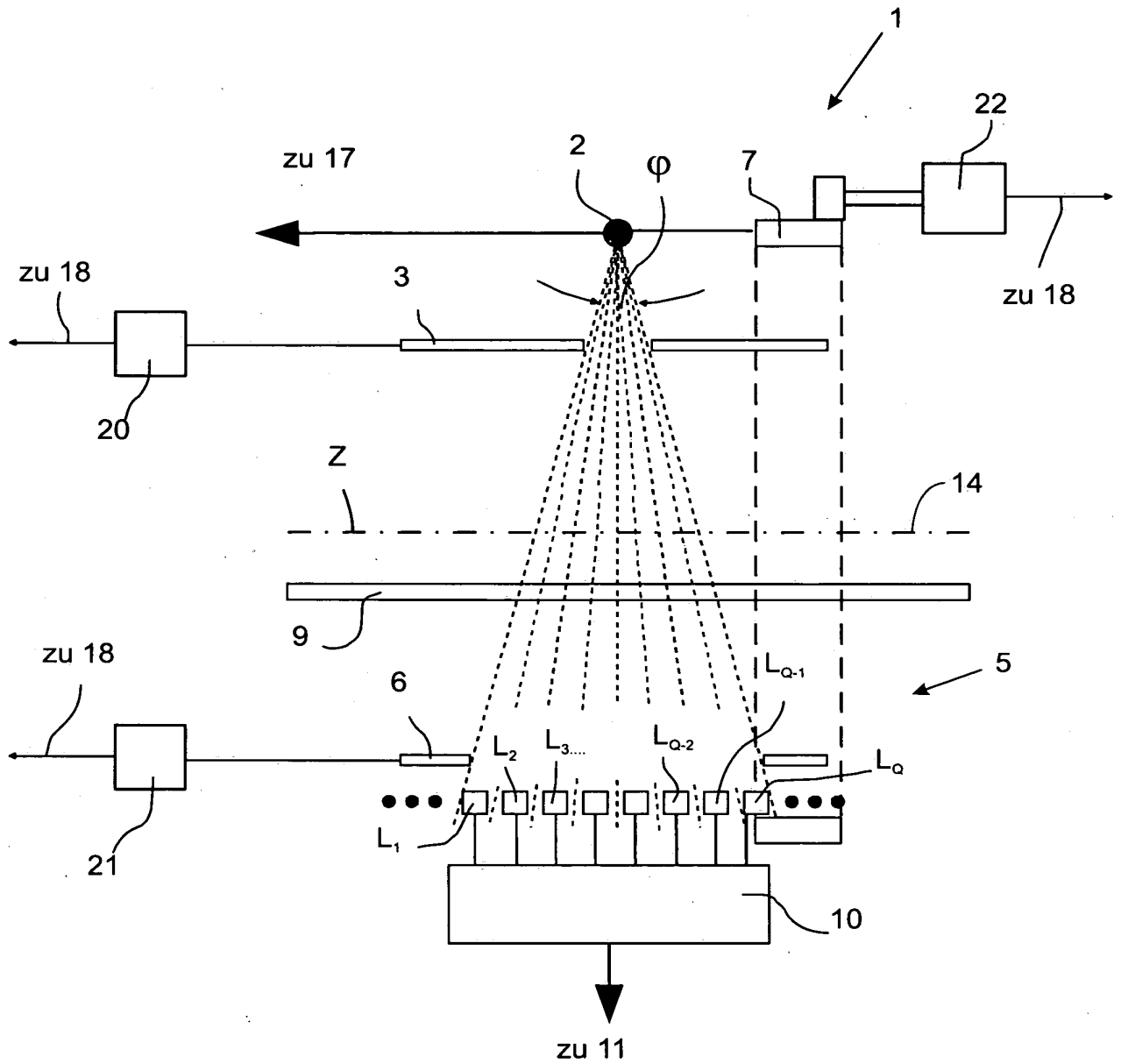


FIG 2



3 / 4

FIG 3

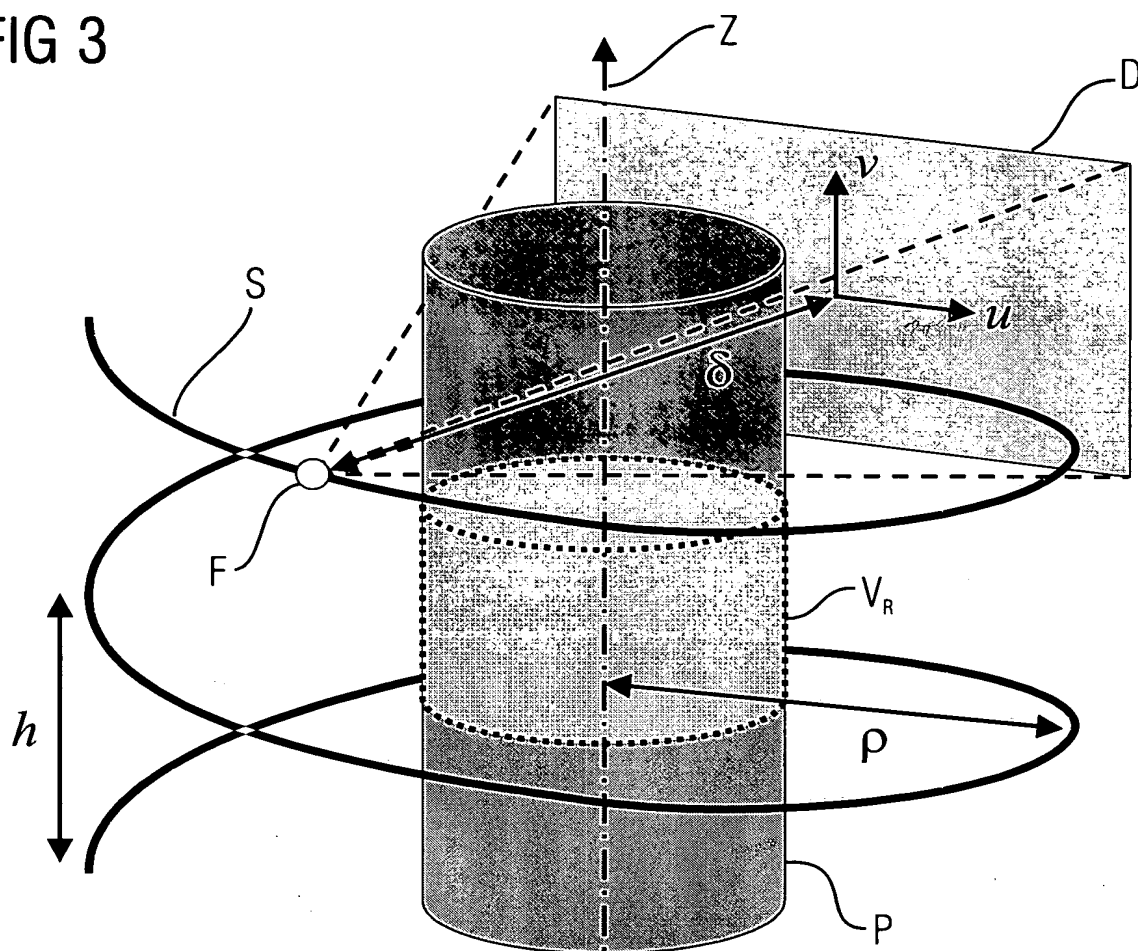


FIG 4

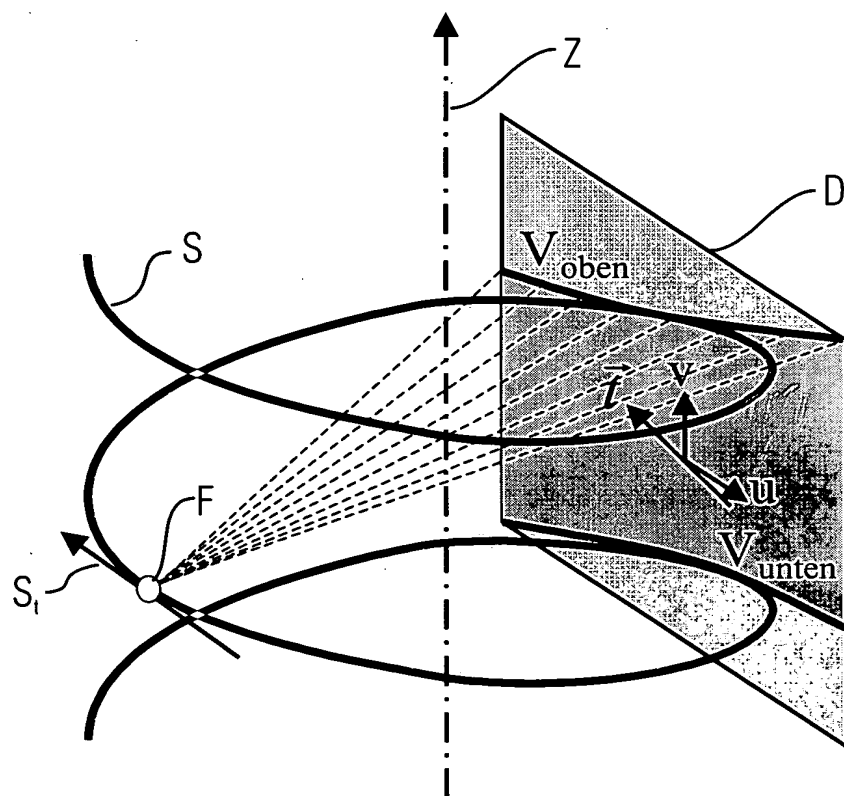


FIG 5

